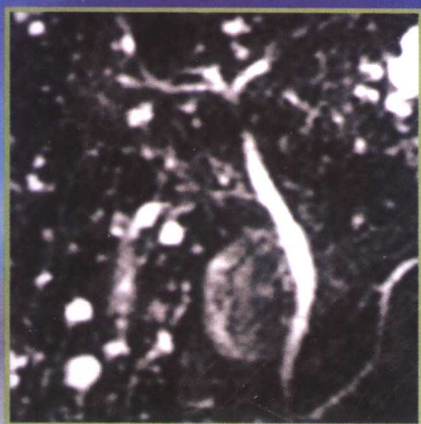




腹盆部MRI实用指南

PRACTICAL GUIDE TO ABDOMINAL & PELVIC MRI

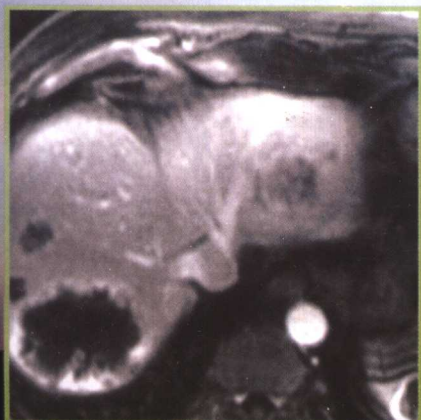


JOHN R. LEYENDECKER

编著

JEFFREY J. BROWN

张文煜 翻译 廉宗激 审校



Lippincott Williams & Wilkins 授权
天津科技翻译出版公司出版

Practical Guide to
Abdominal and Pelvic MRI

腹盆部MRI实用指南

[美] John R. Leyendecker, M.D. 编著
Jeffrey J. Brown, M.D.

张文煜 翻译
廉宗澂 审校

Lippincott Williams & Wilkins 授权
天津科技翻译出版公司出版

著作权合同登记号:图字02-2004-164号

图书在版编目(CIP)数据

腹盆部MRI实用指南 / (美)莱恩德克尔, (美)布朗编著;张文煜译;廉宗澂审校. —天津:天津科技翻译出版公司, 2005.5

书名原文: Practical Guide to Abdominal and Pelvic MRI

ISBN 7-5433-1865-2

I.腹... II.①莱... ②布... ③张... ④廉... III.腹腔疾病—磁共振成像—诊断—指南 IV.R656.04-62

中国版本图书馆CIP数据核字(2005)第021659号

Copyright © 2004 Lippincott Williams & Wilkins.

Published by arrangement with Lippincott Williams & Wilkins Inc., U.S.A.

All rights reserved. No reproduction, copy or transmission of this publication may be made without written permission.

中文简体字版权属天津科技翻译出版公司。

授权单位: Lippincott Williams & Wilkins Inc.

出版: 天津科技翻译出版公司

地址: 天津市南开区白堤路244号

邮政编码: 300192

电话: 022-87894896

传真: 022-87895650

网址: www.tsttpc.com

印刷: 山东新华印刷厂临沂厂

发行: 全国新华书店

版本记录: 889×1194 16开本 15.75印张 514千字

2005年5月第1版 2005年5月第1次印刷

定价: 100.00元

(如发现印装问题, 可与出版社调换)

中文版前言

磁共振成像(MRI)技术自20世纪80年代应用于临床之后发展十分迅速。由于其很高的软组织分辨率和多平面成像的能力,在中枢神经系统等领域的应用具有得天独厚的优势。但是传统的成像技术和设备使成像时间相对较长,阻碍了其在腹盆部领域的发展。近些年来,随着磁共振成像设备的硬件的开发、快速成像序列的发展、新对比剂的问世,以及多年来影像学工作者实践经验的积累,MRI在腹部和盆腔器官疾病诊断方面的作用得以大大改善。另一方面,新技术的发展也增加了成像和诊断的复杂性。目前国内有关腹盆部MRI方面的书还很少。有鉴于此,本书的出版旨在提供有关腹盆部成像的最佳方案以改善图像质量和提供有助于影像诊断的重要临床信息,是一本简明参考书。

本书共分四部分,分别为: MRI成像的基本原理和最佳成像方案;用于腹盆部的各种特殊的成像技术;各种疾病的MRI表现和鉴别诊断;腹盆部器官的MRI解剖,与MR相关的缩略词和命名,并解答有关成像和诊断的问题。内容全面丰富,涉及成像基础到临床专业诊断知识,其中第三部分列举了101种腹盆部常见病,并从T1WI与T2WI上的表现、增强模式、特征性表现、不典型表现、分布特点、类似病变、相关信息等方面分别论述,使读者一目了然,便于查阅。书中还配有插图380余幅。

本书编写形式新颖,言简意赅,内容翔实,图像清晰,质量上乘,充分反映了腹盆部MRI检查技术及相关诊断的最新进展,实为一本影像学和相关专业医师值得一读的参考书。

廉宗澂
2005.1.1

前 言

腹盆部的磁共振成像(MRI)一直落后于其在神经和骨肌系统的应用。涉及腹部成像的生理运动以及腹部盆腔不同器官所特有的生理学特征是造成其发展缓慢的原因。现在,随着硬件的发展、成像序列速度的加快、新对比剂的问世和影像学工作者临床经验的丰富,MRI最终将成为腹盆部检查的重要方法。尽管这些进展促进了腹盆部MRI新的发展,但也明显增加了该领域的复杂性。而且随着在MRI临床应用之初就令人困扰的缩略词和生产厂家所特有的术语的增多,又进一步加重了这种复杂性。

在向人们讲授这一领域令人兴奋的不断发展的过程中,我们越来越清楚地意识到,许多人将会从《腹盆部MRI实用指南》中受益。我们推出这本指南有两个目的:首先,就如何提高成像质量和优化MR成像方案提供准确参考;其次,提供简练而有用的临床信息帮助诠释腹盆部MR检查。基于上述目的,我们重点关注日常实践中最常遇到的临床问题。为保持灵活性,我们不打算写成“菜谱”式的书,只想提供一些必要的方法,帮助大家发展、形成能适合更多实际应用环境的成像方案。

本书分为四部分。第一部分介绍基本的物理原理,并为进行成功的数据采集、图像的优化和扫描方案的拓展提供必要的手段。第二部分介绍一些腹盆部特殊的MRI技术,例如最近已成为主要检查手段的MR血管成像。第三部分对大量腹盆部疾病的MRI表现进行准确描述,包括许多常见的鉴别诊断,并对如何诠释术前成像检查提供帮助。最后一部分复习腹盆部MRI解剖,解释MR缩略词和术语,并解答一些有关如何进行腹盆部MRI检查及图像解释的常见问题。

我们力求使本书提供的内容能够反映最新的进展,尽量避免过多讨论那些可能只在全球少数医疗中心应用的技术。换句话说,我们试图提供一本“看看你们能做什么”,而不是“看看我们能做什么”形式的书。衷心希望这本综合了准确解释和简练临床信息的书,能满足临床放射学医师对参考手册的需求,满足放射科住院医师拓宽检查手段的需要,满足技师进行腹盆部MRI检查的需要。

John R. Leyendecker, M. D.

Jeffrey J. Brown, M. D.

致 谢

首先,我要感谢Roderic I. Pettigrew博士,当我做住院医师时,是他激发我在磁共振领域的兴趣。本书的出版离不开我的合作者、导师和朋友,Mallinckrodt放射学研究所的Jeffrey J. Brown博士的指导与鼓励。还要向Carlos F. Aquino、Kyongtae T. Bae、Jay P. Heiken和Cary L. Siegel四位博士表示我最真挚的谢意,他们总能随时帮助我解决遇到的疑难病例,是我事业中努力奋斗的榜样。

感谢以下作者们提供的优秀教科书,这些书是我在MRI培训中的核心书籍,现在我已把它们介绍给了我的同事。这些作者是Allen D. Elster、Jonathan H. Burdette、Ray H. Hashemi、William G. Bradley、Robert B. Lufkin、Donald G. Mitchell、Richard C. Semelka和David D. Stark博士。

还要感谢Markus Lämmle、Geoffrey D. Clarke、Robert Kadner、Dacia H. Napier、W. Kenneth Washburn和Morton S. Kahlenberg等人,他们对原稿提出的宝贵意见和评价使我受益匪浅。也感谢我原来的MRI同事Lin Xiong博士、原来的MRI合作伙伴(他希望匿名)以及所有原来在Mallinckrodt放射学研究所的MRI同事对本书中许多病例所做的专业校正。感谢San Antonio大学医院和Audie Murphy VA医疗中心及St. Louis的Barnes-Jewish医院的MR技师们所做的奉献,感谢Jonathon Sumner专业化的摄影,是他们为本书提供了图片。

John R. Leyendecker

最重要的是,首先我要感谢John R. Leyendecker,是他的智慧、明晰的思维和远见促成了这本书的出版。也感谢Vamsidhar Narra为取得完美的MR成像所付出的热情。我们感谢Michael Crowley对本书物理学部分所做的审校。感谢Eric Schallen、Vladislav Gorengaut和Jeffrey Brent对原稿所提出的有用意见。特别感谢我的母亲Esther Brown所做的专业校对。最后,感谢我的妻子Ann对我工作的长期支持。

Jeffrey J. Brown

女性盆腔	(144)
男性盆腔	(156)
3.3 腹盆部磁共振成像的鉴别诊断	(166)
腹盆部的假肿瘤	(166)
腹盆部含脂肪和脂质的病变	(167)
精选的一些腹盆部综合征和多系统异常	(170)
铁代谢和沉积的异常	(173)
常见的疝	(174)
囊性表现的肝脏病变	(174)
有中央“瘢痕”的肝脏病变	(176)
一过性肝脏信号强度差异 (THID)	(176)
肝脏和肝脏恶性肿瘤的治疗后表现	(177)
胆管内充盈缺损	(179)
胆管扩张	(180)
胰腺囊性肿块	(182)
胰腺实性肿块	(182)
胰管扩张	(183)
肾上腺肿块	(184)
肾脏囊性肿块	(184)
肾脏实性肿块	(185)
输尿管扩张	(186)
膀胱肿块	(187)
腹膜后肿块	(189)
女性盆腔囊性肿块 (非附件病变)	(190)
女性盆腔囊性肿块 (附件)	(191)
附件实性占位	(192)
子宫肿块	(192)
阴道肿块	(193)
男性盆腔的囊性肿块	(194)
阴囊肿块	(194)
3.4 外科医生需要知道什么:对预选的肿瘤患者和器官移植候选人的术前评估	(199)

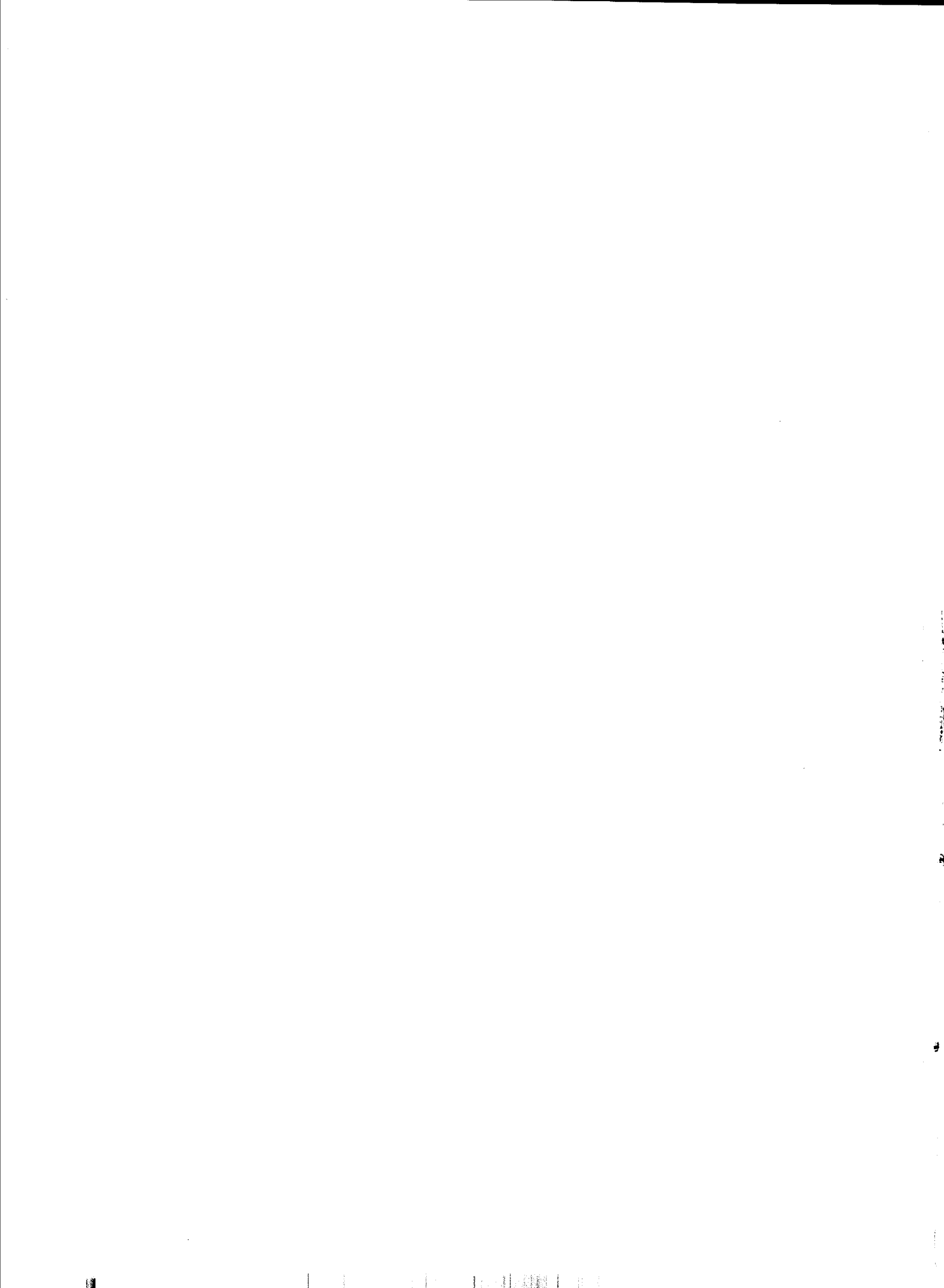
肝脏肿瘤的术前评估	(199)
胰腺腺癌的术前评估	(200)
对可能的肾细胞癌的术前评估	(202)
前列腺癌的MR评估	(203)
宫颈癌的MR评估	(204)
器官移植评估	(205)

第四部分 其他的有用信息

4.1 腹盆部磁共振成像的解剖图谱	(213)
上腹部器官 (图4.1,4.2,4.3)	(213)
胆管和胰管的解剖 (图4.5)	(213)
腹部的血管解剖 (图4.6,4.7)	(215)
门体侧支循环 (图4.8)	(216)
女性盆腔解剖 (图4.9,4.10)	(218)
男性盆腔解剖 (图4.13,4.14)	(218)
4.2 常见的问题	(221)
4.3 修改序列参数	(228)
重复时间	(228)
回波时间 (见图1.7,1.8)	(228)
反转时间	(228)
翻转角 (图4.19)	(228)
层厚 (图4.20)	(229)
层间距	(229)
矩阵	(230)
视野 (图4.21)	(230)
信号均值 (NEX, NSA, acquisition)	(230)
回波链长度 (turbo因子)	(231)
接收器带宽 (取样频率) (图4.22)	(231)
4.4 磁共振成像的首字母缩略词和缩略语	(232)
4.5 磁共振成像的术语表	(236)
腹盆部101种疾病的MRI表现索引	(241)

第一部分

腹盆部成像



基本掌握一定的物理原理对于进行腹盆部磁共振成像检查和解释图像是必不可少的。但是,对大多数放射科医生来说,要求在理解了量子水平的MRI物理原理后再来进行高质量的临床MRI研究是没有必要的,甚至是不明智的。虽然我们大多数人对爱因斯坦的广义相对论知之甚少,但是谁也不愿意从15 000英尺(4 500米)高的飞机上不带降落伞跳出去。换句话说,不必在完全理解了重力的物理学或数学知识后再来预测重力场内物体的运动状况。同样,深入理解MR物理学知识对大多数放射科医生来说是一种奢求,他们需要更实用的知识。因此,对腹盆部MRI的讨论主要是针对那些能满足临床放射学医生需要的原理。

声明: 本文所论及的大多数MR物理学知识皆以牛顿近似(Newtonian approximations)为依据。要想理解单个质子的运动状态需要量子力学的知识,这就超出了大部分放射科医生所具备的正常工作知识范畴。但是,MRI测量的是大量质子而不是单个质子的信号,所以这种近似足以用来预测质子的运动状态,这才是临床影像工作者真正感兴趣的。仅靠牛顿模式(Newtonian models)来解释所有的MRI现象可能会遇到挫折和困惑。所以,我们不能把这些简化的解释当做真理,应视其为一种有利于MR临床应用的、实用的、帮助记忆的工具。

T1 和 T2

大多数腹盆部MR图像分为两类:T1加权或T2加权。各种组织之间T1弛豫时间的差异决定了T1WI中的图像对比度,而各种组织之间T2弛豫时间的差异决定了T2WI上的图像对比度。因为没有任何图像只表示T1或T2弛豫时间的差异,故MR图像称为加权(weighted)。在T1WI中总会有一些T2对比,而在T2WI中也会有一些

T1对比。图1.1说明了这两种图像的不同。

MR测量的是氢核或氢质子的信号。为了理解T1和T2,想像一下当把这些氢质子放入磁场且接受射频

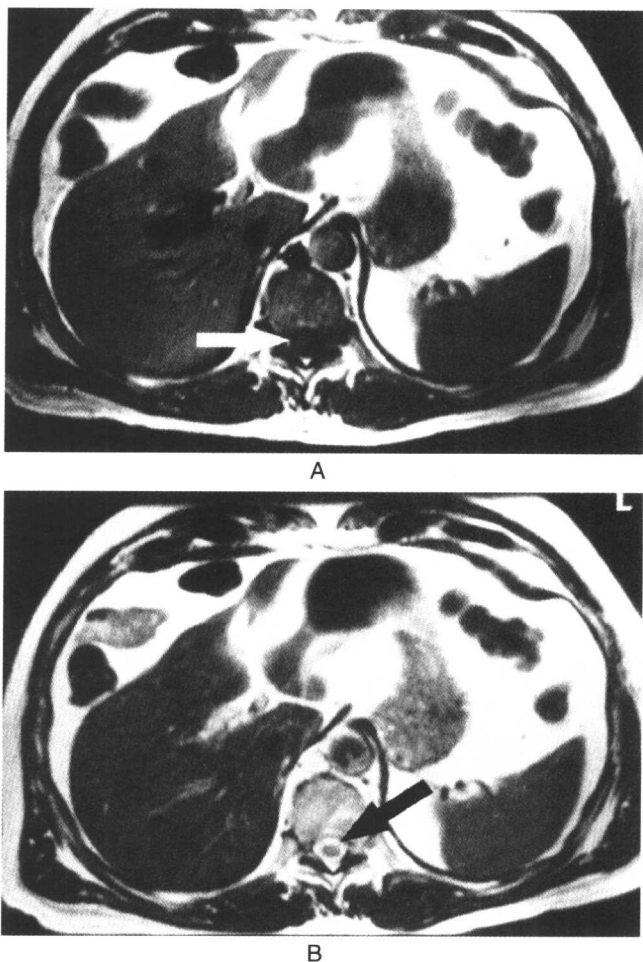


图 1.1 T1WI 与 T2WI 的比较。A:轴面自旋回波T1WI。脂肪呈明亮信号,液体(脑脊液)呈暗信号(箭示),是T1WI的特点。肝脏信号强度在正常情况下略高于脾脏。B:轴面快速自旋回波T2WI。液体(脑脊液)呈明亮信号(箭示)是T2WI的特点。脂肪在快速自旋回波像上也呈亮信号。脾脏的信号强度在正常情况下比肝脏稍高,而在脂肪抑制像上二者之间信号差异相当大。

(RF)脉冲后会发生什么是很有帮助的。因为可把氢质子想像为一个旋转的带电粒子,它们会形成一个小磁场(磁偶极矩)。这个磁场可表示为沿旋转质子的长轴形成的矢量。正常情况下,人体内所有质子的磁场矢量是随意排列的。当放入一个强大的外磁场(例如MRI扫描机)后,这些矢量就会沿主磁场方向排列或与之反向排列。因为沿主磁场方向排列的氢质子矢量稍多于逆主磁场方向排列的氢质子矢量,这样就会产生一个净磁化矢量,代表所有质子的磁化矢量的总和。这个净磁化矢量称为**纵向磁化**。净磁化矢量是我们所关注的。

每个放入MRI扫描机内的氢质子的磁场矢量实际上并不完全按照外加磁场的方向排列,而是沿着外磁场矢量方向进动,就像地球在太空中进动或陀螺在重力影响下进动。另外,每个氢质子在进动时彼此之间是处于异相位(out-of-phase)的,就像一个随意转动的陀螺总是在不同方向上倾斜一定的角度。即使放入外磁场内的一组氢质子最初并不是处于同相位(in-phase)旋转,处于相似的化学环境中的质子也会按照拉莫方程以相同的频率进动。拉莫方程如下:

共振频率(MHz)

$$= (42.6 \text{ MHz/T}) \cdot (\text{以T为单位的场强})$$

拉莫方程说明,质子的进动频率与外磁场的场强成正比。换句话说,氢质子在0.5T的机器上的进动频率比在1.5T机器上的要小。这对于解释质子产生的信号是如何在空间定位以及像脂肪饱和这样的技术时有重要意义。

要想引出被置于磁体内质子的信号,必须完成两件事情。第一,这些质子必须是同相位进动(即它们的磁场矢量必须指向同一方向)以产生最大信号强度。

第二,净磁场矢量必须由纵轴(与外磁场方向一致)转向横向平面(与外磁场方向垂直),这样做是为了在病人体内形成一个振荡的磁场,从而在接收线圈内产生电流(回波)。这两种状况(形成横向磁化和相位一致性)是通过施加与氢质子共振频率相同的射频脉冲来完成的。

使用射频脉冲(实际上是一种振荡磁场)使纵向磁化矢量螺旋下降到横向平面从而能够测量它的数值。这种初始射频脉冲通常称为**激励脉冲**。横向磁化矢量的大小取决于射频脉冲的振幅和持续时间。最初的纵向磁化矢量与由射频脉冲产生的新的净磁化矢量之间的角度称为**翻转角**。

射频脉冲一旦终止,所有的质子又开始重新沿外磁场方向排列。此时,净纵向磁化矢量以对数形式增长。增长到最初纵向磁化矢量的约 $\frac{2}{3}$ (63%)时所需要的时间称为**T1弛豫时间**(纵向弛豫时间)(图1.2)。随着纵向磁化矢量的增加,横向磁化矢量会减少(衰减)。这种横向磁化矢量的丢失(以指数函数形式衰减),部分是由于横向磁化恢复为纵向磁化,部分是由于质子之间的能量交换(称为**自旋-自旋相互作用**)。由氢核之间的相互作用引起的横向磁化丢失是不可逆的。横向磁化衰减到其最大值的约 $\frac{1}{3}$ (37%)(由不可逆的原因所致)所需要的时间称为**T2弛豫时间**(图1.3)。

单就T1和T2来说,以上的介绍已经足够了,但是任何磁场都不是完美的。扫描机本身的不完善或是放入扫描机内的物质(如金属、气体、组织)均可引起质子周围的局部磁场强度的细微差异。这种磁场不均匀性增加了横向磁化矢量的丢失率。其原因是,当质子所处的局部磁场强度存在轻微差异时,质子的进动速

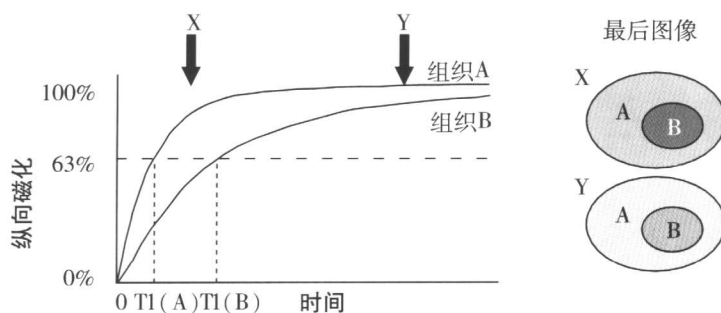


图 1.2 T1 弛豫与 T1 对比。在零时间点,对组织A与组织B施加一个90度RF脉冲,消除纵向磁化。组织A纵向磁化恢复得比组织B要快,因此,T1弛豫时间较短(纵向磁化恢复到大约为初始值的63%时)。在X时间点(箭X),组织A与组织B的纵向磁化差异相对较大,因此,基于此时的差异形成的图像将具有优异的T1对比(见图表右侧上部的椭圆形图)。基于Y时间点(箭Y)的纵向磁化差异而形成的图像,在很大程度上缺乏图像对比(见图表右侧下部的椭圆形图)。

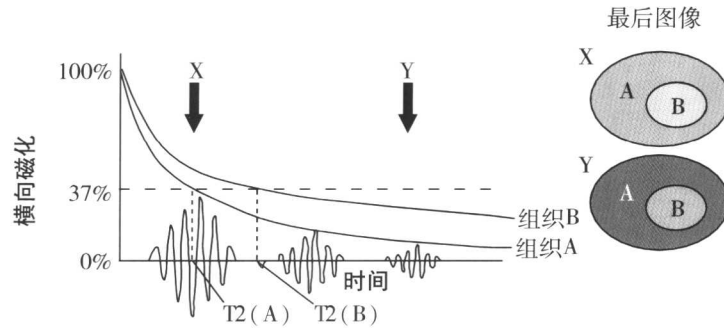


图 1.3 T2 弛豫与 T2 对比。在零时间点,对组织A与组织B施加一个90度RF脉冲,产生横向磁化。于该激励脉冲之后,施加三个180度重聚脉冲,产生三个回波(波形线)。本图仅显示了组织A的回波,T2弛豫曲线沿回波波峰行走。注意组织A的横向磁化丢失得比组织B快,因此,其T2弛豫时间较短(当衰减到横向磁化初始值的37%时)。在X时间点(箭X),组织A与组织B的横向磁化差异相对较小,因此,基于该差异形成的图像(见图表右侧上部的椭圆形图),T2对比度差。而基于Y时间(箭Y)点的横向磁化差异形成的图像,具有相当程度的图像对比(见图表右侧下部的椭圆形图)。

率也会发生轻微变化。所以,实际横向磁化矢量的衰减,比在理想的均匀磁场下预计的衰减要快得多。和自旋-自旋相互作用不同,由局部磁场强度的静态差异导致的横向磁化矢量的丢失是可逆的。这种更快速的横向磁化矢量的丢失和衰减称为 $T2^*$ 。换句话说, $T2^*$ 同时反映了可逆性(由净磁场的均匀性产生)和不可逆性的(由自旋-自旋弛豫产生)横向磁化矢量的丢失。 $T2^*$ 总是短于 $T2$, $T2$ 总是短于 $T1$ 。

人体内的不同组织有不同的 $T1$ 和 $T2$ 值。例如,水的 $T1$ 和 $T2$ 值相对较长,而脂肪的 $T1$ 和 $T2$ 值则短得多。短 $T1$ 组织完全恢复纵向磁化矢量的过程比长 $T1$ 组织要快,所以,在用于区分 $T1$ 弛豫时间差异的序列上($T1$ 加权扫描)其信号显得要亮一些。短 $T2$ 组织丧失横向磁化矢量的速度比长 $T2$ 组织快,所以在用于区分 $T2$ 弛豫时间差异的序列上($T2$ 加权扫描)信号显得要暗一些。 $T1$ 和 $T2$ 值的差异产生了腹盆部MRI中所见的多数组织的对比。

自旋回波和梯度回波

射频激励脉冲是MRI脉冲序列的主要部分之一,用来将净纵向磁化矢量转变为净横向磁化矢量。在自旋回波序列中,使用90度射频脉冲,即将所有的初始纵向磁化矢量都转变为横向磁化矢量。但是,初始的净横向磁化矢量衰减速度太快以至于在成像中几乎不起什么作用。这是因为每个质子的横向磁化矢量快速失去相位一致性(由于局部磁场的变化而导致质子间呈异相位),从而导致净磁化矢量的丢失。这种最初快速的信号丢失称为自由感应衰减,由 $T2^*$ 表示。为了

得到MR图像信号,必须进行射频重聚或梯度重聚以使横向磁化矢量恢复相位的一致。

自旋回波脉冲序列体系利用一个180度射频脉冲使质子恢复相位的一致从而产生回波,这个过程称为射频重聚。180度脉冲的作用是使横向磁化矢量发生翻转,使更多进动较快的质子追赶上进动较慢的质子,就像以不同速度奔跑的运动员在反转跑步方向后重新排列次序一样。自旋回波的产生过程见图1.4。小于180度的重聚脉冲也可产生回波,但180度脉冲产生的信号最大。

因为180度脉冲产生的回波最强,所以人们可能会认为最好使用这样的射频重聚脉冲。对于简单的自旋回波序列,这样做一般是对的。但是,180度射频脉冲也会比使用小翻转角的脉冲在病人体内产生更高的能量蓄积(表现为组织变热)*,因为使用较大的翻转角需要增加射频脉冲的振幅和持续时间。使用大量的180度重聚脉冲[可见于快速自旋回波(fast/turbo spin echo)成像]可导致在人体内产生难以忍受的高能量蓄积,尤其是当射频脉冲分布很紧密时。一个防止组织变热以符合食品与药物管理局(Food and Drug Administration)条例的办法就是减小重聚脉冲的角度,使之小于180度(一般为150度就足够了)。

与自旋回波序列体系相比,梯度回波序列利用一个反向梯度(gradient reversal)使质子重新恢复相位产生回波。在MRI中,梯度是指磁场强度的线性差异,是在脉冲序列某一特定时间短暂施加的。沿身体某个

* 由于使用RF脉冲导致的在病人体内蓄积的能量总和称为特定吸收率(SAR)。加大翻转角,增加RF脉冲的频率与数量、增加主磁场的强度均会导致SAR的增加。

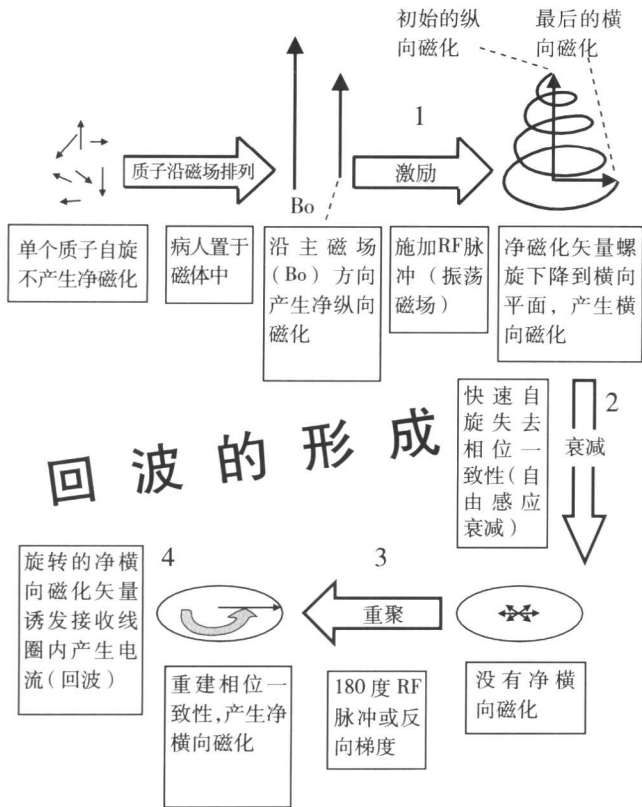


图 1.4 自旋回波的产生。MRI中产生一个回波的关键步骤有：(a) 建立纵向磁化，(b) 施加RF脉冲而产生横向磁化，(c) 净横向磁化衰减(失相位)，(d) 横向磁化的重聚(重新建立相位的一致性)，(e) 测量回波(诱发接收线圈电流)。大数字对应的时间点，在图1.6中也以相同的数字标注。

轴施加的梯度使质子沿该梯度方向按拉莫方程以不同频率进动。较高场强内质子的进动频率比较低场强内质子的进动频率高。进动频率的差异导致质子发生失相位。通过反转梯度方向, 可使质子发生复相位。梯度重聚和射频重聚的一个重要差别在于前者只是修正由初始梯度诱发的失相位, 而后者还同时对局部磁场不均匀引发的效应加以修正。所以, 梯度回波脉冲序列对那些可改变质子局部磁场环境的物质(如金属和气体)所产生的伪影更加敏感。梯度回波序列更适用于发现含铁的病变(如含铁血黄素沉着症), 而当体内植入金属性人造假体时以选择自旋回波序列检查为宜。在梯度回波序列中, 初始射频激励脉冲常小于90度, 但可以使用不超过90度的任何大小的翻转角。自旋回波和梯度回波图例见图1.5。

重复时间和回波时间

MRI中最常改变的两个参数就是重复时间 (TR)

和回波时间 (TE) (图1.6)。为了对MRI数据进行空间编码, 组织内的质子必须经历一系列称做相位编码的步骤。对于大多数MRI序列来说, 初始射频激励脉冲和重聚脉冲(自旋回波)或反向梯度(梯度回波)必须重复施加许多次。每次, 这一系列过程都重复发生。施加不同强度的梯度(称做相位编码梯度)使兴趣区内的质子形成相位差异。两次激励脉冲之间的时间间隔称为重复时间 (TR)。换句话说, 一个标准的自旋回波序列, TR就是指两个连续的90度脉冲之间的时间间隔。总之, 长TR可使各种组织的纵向磁化矢量完全恢复, 而不管它们各自的T1值是多少。所以, 当使用长TR时, 在MR图像上无法根据组织的T1值分辨不同的组织。另一方面, 短TR时间只能使短T1组织有足够时间

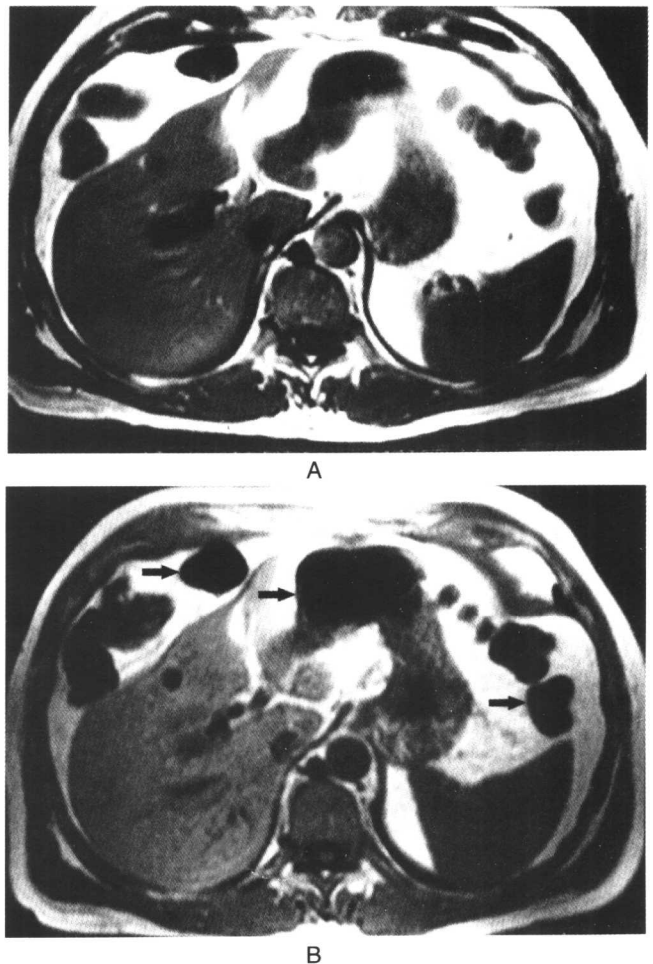


图 1.5 自旋回波与梯度回波的比较。A: 轴面自旋回波T1WI, 与图1.1A是同一图像, 整个肝脏成像所需采集时间大约2分钟。在前腹壁脂肪上方放置饱和带, 减少了呼吸运动伪影。B: 同一患者的轴面梯度回波T1WI。整个肝脏成像的屏气时间不足30秒钟, 与自旋回波图像相比, 图像噪声增加, 肠管周围有较多的磁化率伪影(箭示)。

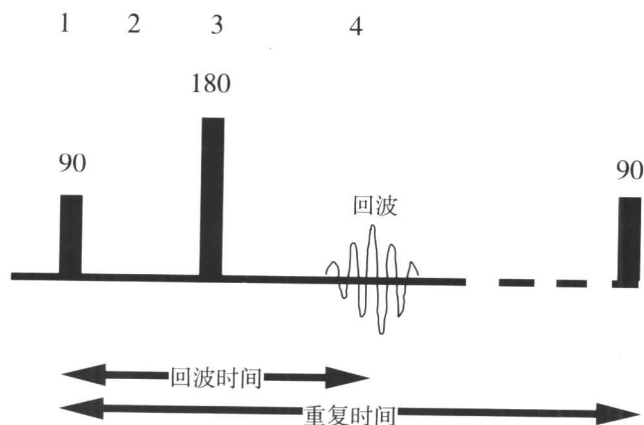


图 1.6 自旋回波序列的重复时间 (TR) 和回波时间 (TE)。TR代表连续的两个90度激励之间持续的时间。TE代表从90度激励到回波中心的延迟时间。注意180度重聚脉冲的发生是在 $\frac{1}{2}TE$ 时。大数字对应的时间点,在图1.4中也用相同的数字标注。

恢复大部分的纵向磁化矢量,所以使用短TR时,可根据组织的T1值在MR图像中分辨不同的组织。

从激励脉冲的中心到回波的中心之间的时间称为回波时间 (TE)。重聚脉冲或重聚梯度是在激励脉冲与回波之间的中途施加的 (TE/2)。长TE时可有更多的时间产生因T2衰减造成的信号丢失。所以,长TE时短T2组织的信号丢失比长T2组织更为明显 (图1.7)。换句话说,使用长TE可根据组织T2值的差异鉴别不同的组织。另一点很重要,长TE有更多的时间发挥局部磁场不均匀性效应 (T2*效应),其结果是使用长TE进行成像时,由金属或气体产生的磁化率伪影更为明显 (图1.8)。

梯度

产生信号或回波只是形成MR图像的第一步,确定信号的空间位置同样重要。这看起来几乎是不可能的,因为MRI所检测的信号来自于受射频脉冲激发的所有机体组织,该信号在图形中表现为一个波形线。但是,通过使用多个梯度就能对数据进行空间编码。我们在前面已提到,梯度就是沿某个轴的磁场强度的线性差异 (尽管梯度这个术语也常用来指产生这种磁场强度差异的梯度线圈)。因为MR信号必须在三维方向上定位,所以空间编码需要三种梯度*。

* 层面选择梯度、频率编码梯度和相位编码梯度可分别称为Z、X和Y梯度。为了避免混淆,我们不鼓励在临床使用这样的术语,更主张用较多描述性的术语。

层面选择梯度是最容易理解的。要想只从一个层面内产生信号,就要施加一个垂直于该层面的梯度。因为在这一轴向上各点的磁场强度是不同的,所以氢质子会由于在这个梯度中的相对位置不同而以不同的速度进动。频率选择射频脉冲 (即具有特定频率的射频脉冲) 只激励那些进动频率与该射频脉冲频率相同的质子。因此,只有那些在这个梯度中处于某一特定位置的质子才会翻转到横向平面,而产生最后的回波。

第二种梯度 (频率编码梯度) 沿着与层面选择梯度 (即选层平面) 垂直的方向对质子进行空间定位,它可使质子在采集回波 (或读出信号) 时沿着该梯度方向以不同的频率共振。这种梯度常称为读出梯度

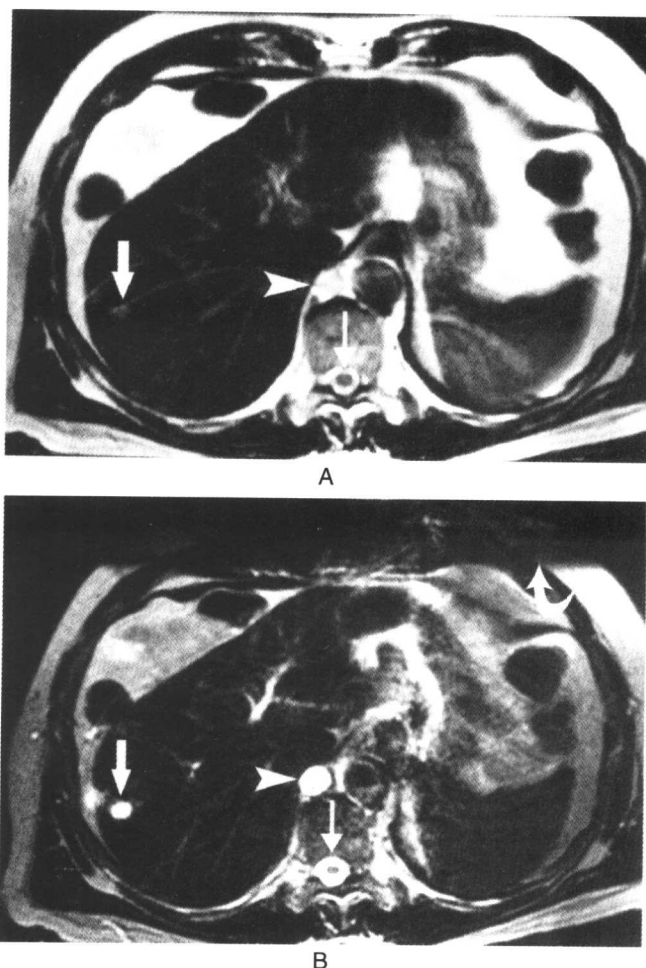


图 1.7 TE对T2WI的效应。A:TE=100ms。小血管瘤 (箭示)、脑脊液 (CSF) (细箭示) 和乳糜池 (箭头示) 与脂肪的信号强度差异不显著。B:TE=250ms。小血管瘤 (箭示)、CSF (细箭示) 和乳糜池 (箭头示) 信号显著,是由于背景组织T2弛豫时间短,信号强度丢失所致。注意在前方的皮下脂肪上方,使用了一个饱和带 (弯箭示) 来减少这个非屏气检查图像中的呼吸伪影。

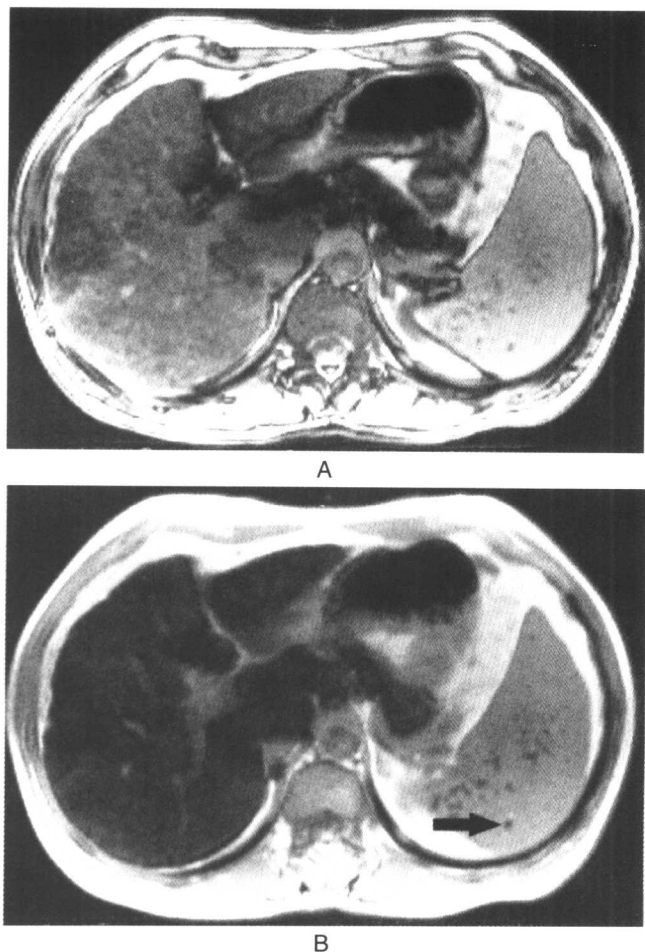


图 1.8 血色素沉着症患者中,增加回波时间(TE)产生的效应。A:梯度回波T1WI,TE=2.7ms。B:同一患者的梯度回波T1WI,TE=5.3ms。注意肝脏信号强度比脾脏明显减低,是由于实质内存在铁质,诱发了更多的质子去相位,使TE变长所致。脾脏内的含铁结节(箭示)也更显著。

(readout gradient)。在施加频率编码梯度期间,由接收线圈检测回波并进行数字化取样从而将模拟信号转换成数字化数据,然后进行数学运算(傅立叶转换)从而产生图像。

层面选择梯度和频率编码梯度将信号编码成二维形式。你可能会想在这个图像层面内再使用几个频率编码梯度就会以三维形式对这个信号进行定位。但是,我们并不使用这种方法而是采用了另一种称为相位编码的方法,使用第三种梯度并在该梯度方向上形成相位的差异。实际上,这个相位编码梯度必须施加多次(与我们想要在这个相位编码方向上划分的体素的数量相等)以进行空间定位。每次施加的相位编码梯度,其振幅都会稍有变化。在常规的线性(linear)或顺序性(sequential)采集中,在某一方向上先施加较

强的相位编码梯度,随着重复使用其强度逐渐减小直至为零。这个数值为零的相位编码梯度不会产生相位位移,但会产生最强的回波。随后,相位编码梯度反向施加,每次施加的强度逐渐增加直到完成所需要的相位编码步进数。不同的相位编码梯度施加的顺序是可以变化的,常用的一种变化方式是由零相位编码开始,然后正负相位编码梯度交替施加且强度逐渐增大。这种施加相位编码的顺序称为中心优先(centric ordered)或低-高量变采集(low-high profile order)。

K-空间

自从MRI首次应用以来,K-空间这个概念就一直让放射学培训人员感到困惑,主要原因是它的命名,这个名称并无有关临床意义的提示*。实际上,如果不把K-空间想成一个空间,而将其视为MRI检查中形成的多个回波的数字化表现形式,则更易于理解。

当大量自旋的质子翻转到横向平面时,则在横向平面内产生一个旋转的净横向磁化矢量。这个旋转的矢量在接收线圈内感生出电流。这个模拟信号或回波是由该图像层面内所有体素的信号组成的。需要接收许多回波才能形成一幅图像——每个回波需要施加一次相位编码梯度。每形成一个回波(对应于每个相位编码步),该回波都会被多次取样,通过使用模拟-数字转换器将其转换为数字化数据(取样速率取决于接收器带宽)。回波一旦被转化为数字化数据,就用傅立叶转换的数学技术从这些数据中提取空间信息,进而形成图像(图1.9)。

K-空间的几个特性对于从事MR的人来说其临床应用价值是显而易见的。首先,K-空间内的每一个数据点均用来形成图像,尽管方式不同。接近K-空间中心的数据点(即那些在施加较弱的相位编码梯度且产生最大程度失相位时获得的数据点)的振幅最大,主要影响图像的对比度。K-空间周边的数据点(即那些在施加较强相位编码梯度且只有部分质子失相位时获得的数据点)主要影响空间分辨率和边缘的界定。仅用K-空间的一部分就能形成一幅图像,但该图像不是缺乏图像对比度,就是缺乏空间细节。对大多数MR检查而言,K-空间的中心几列是最重要的,尤其是像MR血管成像(MRA)这样需要高对比度的检查技术。

* K-空间中的“k”是一个数学术语,通常用来定义空间频率。该术语见于对MR信号的数学表述。遗憾的是K-空间这个术语已在MR词汇中得到认可,在近期内不会消失。

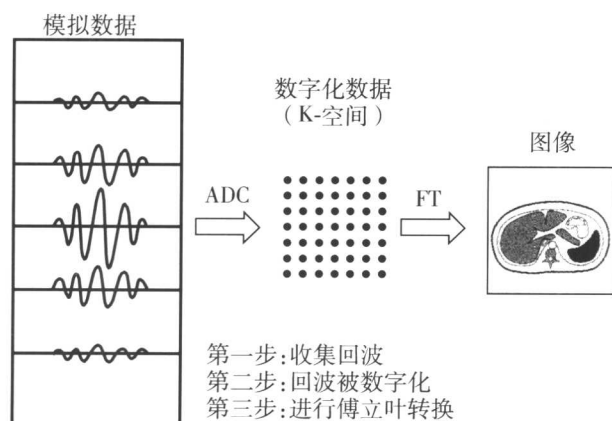


图 1.9 MR 图像的产生。从空间编码信号到形成一幅MR图像,主要有三个关键的步骤:(a)空间编码信号必须被接收线圈探测到(回波为模拟信号形式);(b)模拟信号必须被数字化(ADC,模拟-数字转化);(c)必须进行傅立叶转换(FT)。

K-空间内各数据点的相对位置也控制图像的分辨率和视野。整个K-空间的大小决定图像的分辨率。K-空间内各数据点之间的间隔决定了视野。增加数据点以加大K-空间的大小,同时保持各数据点之间的间隔不变,可提高空间分辨率而不改变视野的大小。原有数据点数目不变,加大数据点之间的间隔从而加大K-空间,可提高分辨率但会缩小视野。增加数据点的数目而不加大K-空间(通过在原有的数据点之间增加额外的数据点)可使视野增大而图像分辨率不变。减小数据点之间的间隔且不增加额外数据从而缩小K-空间,可使视野增大但使分辨率降低。图1.10为K-空间简图,显示了不同的数据处理方式及其对图像形成的影响。

多回波采集

现在已经有很多种缩短MRI检查时间的方法。其中一个最简单也是最常用的方法是在每次激励脉冲后采集多个回波。在标准的自旋回波序列中,正常情况下每个TR(或每次激励脉冲后)施加一步相位编码,这一步相位编码只产生一个回波。但是仅靠一个回波不能重建出满意的图像,所以对典型的腹盆部MRI检查而言,这一过程必须重复许多次(通常进行128次或256次,依矩阵大小而定)。人们可能会由此得出结论,如果每次TR采集两个回波,采集一张图像所需全部数据的时间则会消减一半,而如果每次激励采集更多的回波将更加省时。实际上,这种方法确实很好,已

基本上取代了常规自旋回波T2WI用于腹盆部MRI检查。为了产生多次回波,必须重复施加许多次180度重聚脉冲(每次回波需施加一次)。每次激励脉冲后施加的重聚脉冲的次数称为回波链长度(也称为ETL或快速因子,turbo factor)。腹部T2WI典型的ETL为8~16。这种多回波的自旋回波技术的其他名称有快速自旋回波(fast spin echo,turbo spin echo)或回波链自旋回波。T1WI也能应用这一技术,只是ETL需要更短一些(由于短TR所致),扫描时间不像T2WI减少的那么明显。

多回波自旋回波技术可以尽情发挥,在一次激励脉冲后可施加多次的重聚脉冲以产生一幅完整的图像。在一次激励脉冲后收集所有成像所需的回波的序列称为单次激发。该TR可认为是无穷大的,因为在初始90度脉冲后没有施加其他的激励脉冲(虽然在图像上一般都可见到在扫描数据中,有一个与扫描持续时间近似的数值显示在TR之后)。

当每次TR收集多个回波时,每个回波有唯一的TE值。在许多扫描机上,这些回波收集的顺序是可以改变的,而且会影响图像的对比度。这意味着代表K-空间中心的零相位编码步可在采集过程的中间、在采集开始不久或在采集快结束时进行。因为图像对比主要来自K-空间的中心,所以有效TE是指激励脉冲与由梯度场强为零的相位编码产生的回波峰值之间的时间间隔。

单次激发快速自旋回波技术常与半傅立叶成像技术联合使用。该技术利用K-空间的对称性这一优势,采集稍多于半数的、必要的回波来形成图像,并插入剩余的回波。这种方法称为HASTE或半数扫描。

尽管回波链自旋回波技术有很多优势,因此也称为快速自旋回波或FSE,但它有一些由于长ETL而产生的缺点。例如,长ETL会造成图像模糊,这种模糊会随着缩短回波的间隔而逐渐改善。

正如前面讨论的那样,有两种主要的脉冲序列体系:自旋回波和梯度回波。多回波技术也可用于梯度回波成像,从而形成平面回波成像技术。和自旋回波技术一样,平面回波成像可以是单次激发的。使用平面回波成像技术可极快地获得图像,但需要特殊的高性能梯度,而且图像的信噪比较低,空间分辨率低,磁化率伪影增多(因为没有180度重聚脉冲来纠正磁场的均匀性)。所以平面回波成像未能广泛用于腹盆部成像检查。